

中華民國經濟部智慧財產局

INTELLECTUAL PROPERTY OFFICE
MINISTRY OF ECONOMIC AFFAIRS
REPUBLIC OF CHINA

茲證明所附文件，係本局存檔中原申請案的副本，正確無訛，
其申請資料如下：

This is to certify that annexed is a true copy from the records of this
office of the application as originally filed which is identified hereunder：

申請日：西元 2002 年 12 月 27 日
Application Date

申請案號：091137769
Application No.

申請人：財團法人工業技術研究院
Applicant(s)

局長
Director General

蔡練堂

發文日期：西元 2004 年 1 月 2 日
Issue Date

發文字號：09320002130
Serial No.

發明專利說明書

(填寫本書件時請先行詳閱申請書後之申請須知，作※記號部分請勿填寫)

※ 申請案號： 91137769 ※IPC 分類：

※ 申請日期： 91.12.27

壹、發明名稱

(中文) 量測絕對血流速之光學系統

(英文) Optical measurement system of absolute blood flow velocity

貳、發明人(共 4 人)

發明人 1 (如發明人超過一人，請填說明書發明人續頁)

姓名：(中文) 林康平

(英文) Kang-Ping Lin

住居所地址：(中文) 桃園縣中壢市中北路2段76巷2號3F

(英文) 3 Fl., No. 2, Lane 76, Sec. 2, Jungbei Rd., Jungli City

國籍：(中文) 中華民國 (英文) R.O.C.

參、申請人(共 1 人)

申請人 1 (如發明人超過一人，請填說明書申請人續頁)

姓名或名稱：(中文) 財團法人工業技術研究院

(英文) Industrial Technology Research Institute

住居所或營業所地址：(中文) 新竹縣竹東鎮中興路四段一九五號

(英文) No. 195, Sec. 4, Chung Hsing Rd., Chutung, Hsinchu

國籍：(中文) 中華民國 (英文) R.O.C.

代表人：(中文) 翁政義

(英文) Cheng-I Weng

☐ 續發明人或申請人續頁 (發明人或申請人欄位不敷使用時，請註記並使用續頁)

發明人 2

姓名：(中文) 董玉平

(英文) Tong, Yoh-Ping

住居所地址：(中文) 新竹市大學路 88 號 3 樓之 2

(英文) 3Fl. -2, No. 88, Dashiue Rd., Hsinchu

國籍：(中文) 中華民國

(英文) R.O.C.

發明人 3

姓名：(中文) 謝志輝

(英文) ALEX HSIEH

住居所地址：(中文) 新竹縣竹東鎮三重路 14 號 9F

(英文) 9 Fl., No. 14, Sanchung Rd., Judung Jen, Hsinchu

國籍：(中文) 中華民國

(英文) R.O.C.

發明人 4

姓名：(中文) 陳孟誼

(英文) Mang-Yu Chen

住居所地址：(中文) 新竹市光復路 1 段 503 號 3 樓

(英文) 3 Fl., No. 503, Sec. 1, Guangfu Rd., Hsinchu

國籍：(中文) 中華民國

(英文) R.O.C.

發明人 5

姓名：(中文)

(英文)

住居所地址：(中文)

(英文)

國籍：(中文)

(英文)

發明人 6

姓名：(中文)

(英文)

住居所地址：(中文)

(英文)

國籍：(中文)

(英文)

肆、中文發明摘要

本發明係有關於一種量測絕對血流速之光學系統，其主要包括同調性光源、分光單元、參考流速單元、待測物體及光接收單元。同調性光源係發射一短同調長度之光束至分光單元，以分成二道光至參考流速單元及待測物體，該二道光並分別由參考流速單元及待測物體反射回分光單元，俾供透過分光單元透射反射而抵達光接收單元，該二道光將在光接收單元形成複數干涉條紋，以藉由該等干涉條紋計算待測物體中的血流速值，其中，參考流速單元可被移動微小距離，以測得待測物體之不同深度的血流速值。

伍、英文發明摘要

An optical measurement system of absolute blood flow velocity is disclosed, which includes a low coherence length source, a splitter, a reference velocity unit, a target and a photodetector unit. The low coherence length source emits a low coherence length beam to the splitter for being split into two beams to the reference velocity unit and the target respectively. Then, the reference velocity unit and the target reflect the two beams to the splitter respectively so that the two beams reach the photodetector unit for forming a plurality of interference stripes, thereby computing the velocity of the blood flow based on the interference stripes. The reference velocity unit can move hairbreadth for measuring the velocity of the blood flow of the different level depth of the target.

陸、(一)、本案指定代表圖為：圖 1

(二)、本代表圖之元件代表符號簡單說明：

| | | | |
|--------|-----|----------|-----|
| 同調性光源 | 1 | 待測物體 | 2 |
| 皮下組織 | 21 | 微血管 | 22 |
| 參考流速單元 | 3 | 直流馬達 | 31 |
| 齒輪 | 32 | 齒牙 | 321 |
| 反射層 | 322 | 分光單元 | 4 |
| 光接收單元 | 5 | 干涉條紋輔助面板 | 51 |
| 狹縫 | 511 | 光偵測器 | 52 |
| 干涉條紋 | 53 | 精密位移平台 | 61 |
| 步進馬達 | 62 | | |

柒、本案若有化學式時，請揭示最能顯示發明特徵的化學式：

「無」

捌、聲明事項

☐ 本案係符合專利法第三十條第一項第一款但書或第二款但書規定之期間，其日期為：_____

☐ 本案已向下列國家（地區）申請專利，申請日期及案號資料如下：

【格式請依：申請國家（地區）；申請日期；申請案號 順序註記】

1. 無_____
2. _____
3. _____

☐ 主張專利法第三十四條第一項優先權：

【格式請依：受理國家（地區）；日期；案號 順序註記】

1. _____
2. _____
3. _____
4. _____
5. _____
6. _____
7. _____
8. _____
9. _____
10. _____

☐ 主張專利法第三十五條之一第一項優先權：

【格式請依：申請日；申請案號 順序註記】

1. _____
2. _____
3. _____

☐ 主張專利法第三十六條微生物：

☐ 國內微生物 【格式請依：寄存機構；日期；號碼 順序註記】

1. _____
2. _____
3. _____

☐ 國外微生物 【格式請依：寄存國名；機構；日期；號碼 順序註記】

1. _____
2. _____
3. _____

☐ 熟習該項技術者易於獲得，不須寄存。

玖、發明說明

(發明說明應敘明：發明所屬之技術領域、先前技術、內容、實施方式及圖式簡單說明)

一、發明所屬之技術領域

本發明係關於一種光學系統，尤指一種利用同調性光源及光學相干斷層 (Optical Coherence Tomography, OCT) 技術之量測絕對血流速之光學系統。

二、先前技術

傳統血流量測系統 (Blood Flow Meter) 大多以光學、超音波或電磁量測方式，由體外量測體內血管的血流速或體表之微血管相對流速值，以應用於不同領域人體檢測。由於光學量測本身物理特性，相較於其他的血流量測方式更適合微循環血流精密量測，故多半應用於燒燙傷病患診斷、美容整形業者及病患、藥物微循環療效檢測、糖尿病或運動員身體狀況之分析等。

但若評估市售光學都卜勒微循環儀等相關儀器時，即發現該等儀器多依據各個公司所訂定的校正基準，以推估一參考相對血流速量測結果。由於缺乏共通的量測標準，使得各式不同之微循環血流量測儀器，無法對應比照，這在現今醫療資訊快速流通的時代，勢必造成醫學資訊無法快速之溝通。因此若能尋求一量測絕對血流流速之方法，定可協助現代醫學診斷，使其更加精確可靠，同時，也可開發成不同應用之大眾化檢測設備，成為一個推廣至與民生用品相結合之家庭醫療量測工具。

發明人爰因於此，本於積極發明之精神，亟思一種可以解決上述問題之「量測絕對血流速之光學系統」，幾經研究實驗終至完成此項嘉惠世人之發明。

三、發明內容

本發明之主要目的係在提供一種量測絕對血流速之光學系統，俾能測得不同深度之皮下微血管叢絕對血流速值。

本發明之另一目的係在提供一種量測絕對血流速之光學系統，俾能提升醫療用微循環血流量測之精確度。

本發明之又一目的係在提供一種量測絕對血流速之光學系統，俾能提供一非侵入式及快速量測之光學系統。

為達成上述目的，本發明量測絕對血流速之光學系統，係用以量測一生物物質流體流速，該光學系統主要包括：一同調性光源單元，係提供一短同調長度光源，以作為一入射光；一參考流速單元，係組設於一精密位移平台上；一光接收單元，用以偵測光訊號；以及一分光單元，係將該入射光分為一參考光與一偵測光，以分別入射該參考流速單元與該生物物質流體，該參考光與該偵測光並分別由該參考流速單元與該生物物質流體反射回該分光單元，俾透過該分光單元入射於該光接收單元，並於該光接收單元形成複數個干涉條紋，以藉由該等干涉條紋求出該生物物質流體速；其中該精密位移平台係可移動至複數個相異位置，以改變該參考流速單元

與該分光單元之距離；該分光單元介於該光接收單元與該參考流速單元之間。

當然，該參考流速單元可包括一齒輪，其具有複數齒牙，且部份齒牙上塗佈或沉積有一反射層，以反射參考光。光接收單元可包括一干涉條紋輔助面板與一光偵測器，干涉條紋輔助面板開設一狹縫，且光偵測器置於狹縫下方。同調性光源單元與分光單元之間可放置一偏極單元，以使得由分光單元分出的參考光與偵測光具有相同偏振方向，該偏極單元較佳為偏極板。該參考流速單元之移動方向及移動軌跡無特殊之限制，較佳為該參考流速單元係於一直線上移動；最佳為該參考流速單元係於平行於該分光單元至光接收單元光徑之一直線上移動。適用於本發明量測絕對血流速之光學系統之生物物質流體無特殊之限制，較佳為生物體（如人體）之微循環血流。

由於本發明構造新穎，能提供產業上利用，且確有增進功效，故依法申請發明專利。

四、實施方式

圖1顯示本發明之系統架構示意圖，其主要包括同調性光源單元1、待測物體2、參考流速單元3、分光單元4、光接收單元5及精密位移平台61等主要構件。其中，參考流速單元3主要由齒輪32與直流馬達31所組成。待測物體2包括一皮下組織21與微血管22，微血管22內部係有血液流動。

上述之各個主要元件係參照麥克森干涉儀 (Michelson Interferometer) 架構，其係符合分光單元4到參考流速單元3及待測物體2之光程差 (LD) 都在光源之同調長度 (Coherence Length, CL) 範圍之內，亦即符合下式：

$$2LD = 2(L_2 - L_1) < CL$$

其中， L_1 為分光單元4與參考流速單元3之距離， L_2 為分光單元4與待測物體2之距離。

於本實施例中，同調性光源單元1可為任何具有短同調波長之同調性光源，其較佳為超快雷射、邊緣發光 (Edge Emitting) 二極體雷射、超高亮度二極體 (Super luminescent Diode, SLD)、摻鉕 (Er) 光纖或摻鉍 (Tm) 之超螢光光纖等低同調性光源，最佳為SLD並加入氬氫雷射混光。同調性光源單元1之同調長度範圍較佳為100微米以下，同調性光源單元1之波長較佳為位於可見光區或近紅外光區。

本實施例採用SLD與氬氫雷射混光作為同調性光源是因為SLD為近紅外光之光源，對於人類肉眼可接受之光波長範圍來說，將造成觀察不易之現象。因此，為了系統校準方便性上，可於校準階段時加入一肉眼可見之較短波長光源(氬氫雷射)，混入SLD之光束中，以使得由同調性光源單元1所發出之入射光束具有SLD及氬氫雷射兩者波長。其中，SLD與氬氫雷射所發出之光束先經過一光耦合器予以耦合，以成為一入射光。當操作量測時，可將氬氫雷射關掉，以維持SLD單波長之輸出。

參考流速單元3裝設於精密位移平台61之上，精密位移平台61則由步進馬達62來控制前後方向的移動（在此的移動係非常微小）。其齒輪32具有複數齒牙321，且部份齒牙321塗佈或沉積一反射層322，齒輪32之轉速是由線性直流馬達31所控制，該線性直流馬達31之轉速係與一已知的血液參考流速相關。

有關本發明之解說，將於下述詳加說明。同調性光源單元1產生入射光（含有SLD及氦氖雷射兩種光束），並送至分光單元4，以產生參考光與偵測光，即分光單元4有一分光比（例如：50/50）。參考光為入射光經由分光單元4反射之後的光束，偵測光為入射光透射分光單元之後的光束。偵測光穿透皮下組織21而與微血管22當中的微粒子（紅血球）相碰撞而產生反射作用，使得偵測光二次回到分光單元4。

參考光則將入射參考流速單元3，並入射於齒牙321上的反射層322，以藉由反射層322反射回分光單元4。參考流速單元3之轉速是受到馬達輸入之電壓大小及週期性所控制。偵測光與參考光反射回分光單元4後，偵測光將藉由分光單元4反射至光接收單元5，參考光將透射分光單元4以抵達光接收單元5，使得偵測光與參考光在光接收單元5之干涉條紋輔助面板51上形成複數干涉條紋53。該干涉條紋輔助面板51上並開設有一比干涉條紋窄之狹縫511（即狹縫511之寬度小於干涉條紋寬），且狹縫511下方放置一光偵測器52，俾供光偵測器52偵測該干涉條紋53移動之明暗現象，以計算出血流流速。當然，

光偵測器52亦可替換為電荷耦合元件（CCD）陣列單元等光檢測裝置。

該干涉條紋53之亮度係與 L_1 （分光單元4與參考流速單元3之距離）， L_2 （分光單元4與待測物體2之距離）有關。且在 $L_1 = L_2$ 時，該等干涉條紋53是最明顯的。若逐漸移動精密位移平台61（拉長 L_1 ），將使得 L_1 及 L_2 之光程差超出了同調性光源1之同調長度範圍，亦即參考光與偵測光此時成為所謂的非同調，也就是已無頻率差之關係了，如此將觀測不到移動之干涉條紋53。

因此，若要進行不同深度之光程差（LD）量測，則需先調整精密位移平台61一微小距離（數微米），亦即離開原本光源之同調長度範圍後，對於偵測待測物體2，將因為上述同調長度之限制，使得偵測待測物體2需以另一深度之微血管22（即 L_2 之改變）被偵測，才能使參考流速單元3與待測物體2在光接收單元5處產生明顯的干涉條紋53。也就是說，利用 L_1 、 L_2 及同調長度之關係，可在不同深度範圍下量測干涉條紋53。

由於參考光將因直流馬達31控制齒輪32轉速之影響而改變反射回分光單元4之頻率（此為都卜勒現象）。當然，前述之偵測光也會受微粒子之流速而改變反射後之頻率。

參考光與偵測光之頻率改變可參照下式；

$$f' = f \left(1 \pm \frac{V}{C} \right)$$

接著，我們可推導出入射光與物體之反(散)射光的頻率差(Δf)為：

$$\Delta f = \frac{1}{2\pi} (\vec{k}_s - \vec{k}_i) \cdot \vec{V}_2 \quad (1)$$

其中， \vec{k}_s 、 \vec{k}_i 代表反射光與入射光之波向量， \vec{V}_2 為待測物體2之血流速。

為了消除在之前校準用之較短波長光源(氦氖雷射)，可能造成對系統干涉條紋53偵測時之影響，因此，當確定干涉條紋53在光接收單元5之光偵測器52偵測範圍內時，可關除此一光源，以方便光偵測器52對系統干涉條紋數53之偵測。

關於干涉條紋頻率之計算，可由以下推導加以獲得。干涉條紋頻率因為與光強度有關，光強度與電場強度的絕對值平方成正比，因此以下先就兩訊號(即反射後的參考光(E_{M1})與偵測光(E_{M2}))之電場強度關係加以推導，分別如下所示：

$$E_{M1} = E_0 \cos(k_1 x - \omega_1 t) \quad E_{M2} = E_0 \cos(k_2 x - \omega_2 t)$$

其中，來自參考流速單元3及待測物體2兩方面所反射與散射之訊號，可形成一合成波，又假設其電場強度相同，故表現之方程式如下所示：

$$E = E_0 [\cos(k_1 x - \omega_1 t) + \cos(k_2 x - \omega_2 t)]$$

經整理後可表示成下列式子

$$E(x, t) = E_0(x, t) \cos \frac{1}{2} [(k_1 + k_2)x - (\omega_1 + \omega_2)t]$$

其中

$$E_0(x, t) = 2E_0 \cos \frac{1}{2} [(k_1 - k_2)x - (\omega_1 - \omega_2)t]$$

為一緩慢變化之振幅。由光偵測器5所偵測到的光強度正比於緩慢變動振幅的平方，即

$$I \propto |E|^2 = E_0(x, t) * E_0(x, t) = 4E_0^2 \cos^2 \frac{1}{2} [(k_1 - k_2)x - (\omega_1 - \omega_2)t]$$

或

$$I \propto 2E_0^2 [1 + \cos[(k_1 - k_2)x - (\omega_1 - \omega_2)t]]$$

其中 $(\omega_1 - \omega_2)$ 即為 Beat 頻率。

因此，反射之參考光與偵測光在光接收單元5中的干涉條紋輔助面板51產生明顯的移動干涉條紋53時，則可以由目前 L_1 的距離以及同調長度之關係式估算出微血管22之距離（深度）範圍以及血流速度值。

由於參考流速單元3安置於精密移動平台61上，因此可透過步進馬達62移動精密移動平台61，以改變參考物之光路徑長度（即改變 L_1 長度），進而改變待測物體2之量測深度，如此即可進行不同深度之血流速度量測。舉例來說，若同調性光源單元1所使用之光源同調長度為 $30 \mu m$ ，則進行前後 $30 \mu m$ 之掃瞄，以便找出 L_1 與 L_2 相等狀況下之最佳干涉條紋53表現（即最亮干涉條紋53），然後移往下一個深層，即移動距離此次測量中心點一個同調長度之距離，也就是精密移動平台61一次移動同調性光源之同調長度之倍數距離，以找尋下一個深度範圍之微血管22血流流速狀態。

當然，上述用來產生干涉頻率差之參考光與偵測光必須具有相同的偏振方向。因此，若同調性光源1採隨機

方式發射光束時，可在同調性光源1與分光單元4之間增加一偏極單元（圖未示）來控制光源偏振方向，俾供經由分光單元4分光之參考光與偵測光具有相同偏振方向。

由以上之說明可知，本發明利用分光單元將同調性光源分成參考光與偵測光，該二道光分別入射參考流速單元與待測物體，並因入射參考流速單元之齒輪轉動與血液流動之關係而發生都卜勒現象，繼而在光接收單元形成干涉條紋，俾供透過光偵測器偵測干涉條紋，以計算血液流速。本發明並利用調整 L_1 大小（移動參考流速單元）來評估待測物體在不同深層之微循環血液流速，俾能測得不同深度之絕對血流速值，並提升醫療用微循環血流量測之精確度。

上述實施例僅係為了方便說明而舉例而已，本發明所主張之權利範圍自應以申請專利範圍所述為準，而非僅限於上述實施例。

五、圖式簡單說明

圖1係本發明一較佳實施例之系統架構示意圖。

圖2係本發明一較佳實施例之光接收單元之細部示意圖。

六、圖號說明

| | | | |
|--------|----|------|----|
| 同調性光源 | 1 | 待測物體 | 2 |
| 皮下組織 | 21 | 微血管 | 22 |
| 參考流速單元 | 3 | 直流馬達 | 31 |

| | | | |
|-------|-----|----------|-----|
| 齒輪 | 32 | 齒牙 | 321 |
| 反射層 | 322 | 分光單元 | 4 |
| 光接收單元 | 5 | 干涉條紋輔助面板 | 51 |
| 狹縫 | 511 | 光偵測器 | 52 |
| 干涉條紋 | 53 | 精密位移平台 | 61 |
| 步進馬達 | 62 | | |

拾、申請專利範圍

1.一種量測絕對血流速之光學系統，係用以量測一生物物質流體流速，該光學系統主要包括：

一同調性光源單元，係提供一短同調長度光源，以作為一入射光；

一參考流速單元，係組設於一精密位移平台上；

一光接收單元，用以偵測光訊號；以及

一分光單元，係將該入射光分為一參考光與一偵測光，以分別入射該參考流速單元與該生物物質流體，該參考光與該偵測光並分別由該參考流速單元與該生物物質流體反射回該分光單元，俾透過該分光單元入射於該光接收單元，並於該光接收單元形成複數個干涉條紋，以藉由該等干涉條紋求出該生物物質流體速；

其中該精密位移平台，係可控制移動至複數個相異位置，以改變該參考流速單元與該分光單元之距離；且該分光單元介於該光接收單元與該參考流速單元之間。

2.如申請專利範圍第1項所述之光學系統，其中，該參考流速單元至少具有一馬達與一齒輪，且該馬達係轉動該齒輪，以提供該參考流速；又該齒輪具有至少一齒輪反射面，以將該參考光反射回該分光單元。

3.如申請專利範圍第1項所述之光學系統，其中，該參考流速單元包括一齒輪，該齒輪具有複數齒牙，至少一齒牙上係塗佈或沉積一均勻之反射層，以反射該參考光。

4.如申請專利範圍第1項所述之光學系統，其中，該參考流速單元係於一直線上移動。

5.如申請專利範圍第1項所述之光學系統，其中，該光接收單元包括一干涉條紋輔助面板與一光偵測器，該干涉條紋輔助面板係開設有一狹縫。

6.如申請專利範圍第1項所述之光學系統，其中，該光接收單元包括一干涉條紋輔助面板與一電荷耦合元件（CCD）陣列單元，該干涉條紋輔助面板係開設有一狹縫。

7.如申請專利範圍第5項所述之光學系統，其中，該狹縫係小於每一干涉條紋寬。

8.如申請專利範圍第1項所述之光學系統，其中，該短同調長度光源之同調長度範圍係為100微米（ μm ）以下。

9.如申請專利範圍第1項所述之光學系統，其中，該同調性光源單元為超高亮度二極體（Super-luminescent Diode，SLD）所提供。

10. 如申請專利範圍第1項所述之光學系統，其中，該同調性光源為超快雷射、邊緣發光（Edge Emitting）二極體雷射、摻鉕（Er）光纖之超螢光光纖、或摻鉿（Tm）之超螢光光纖所提供。

11. 如申請專利範圍第1項所述之光學系統，其更包括一偏極單元，該偏極單元係置於該同調性光源單元與該分光單元之間，以使得該參考光與該偵測光具有相同偏振方向。

12. 如申請專利範圍第1項所述之光學系統，其中該生物物質流體為血管之血流。

13. 如申請專利範圍第1項所述之光學系統，其中該同調性光源之波長係位於可見光區或近紅外光區。

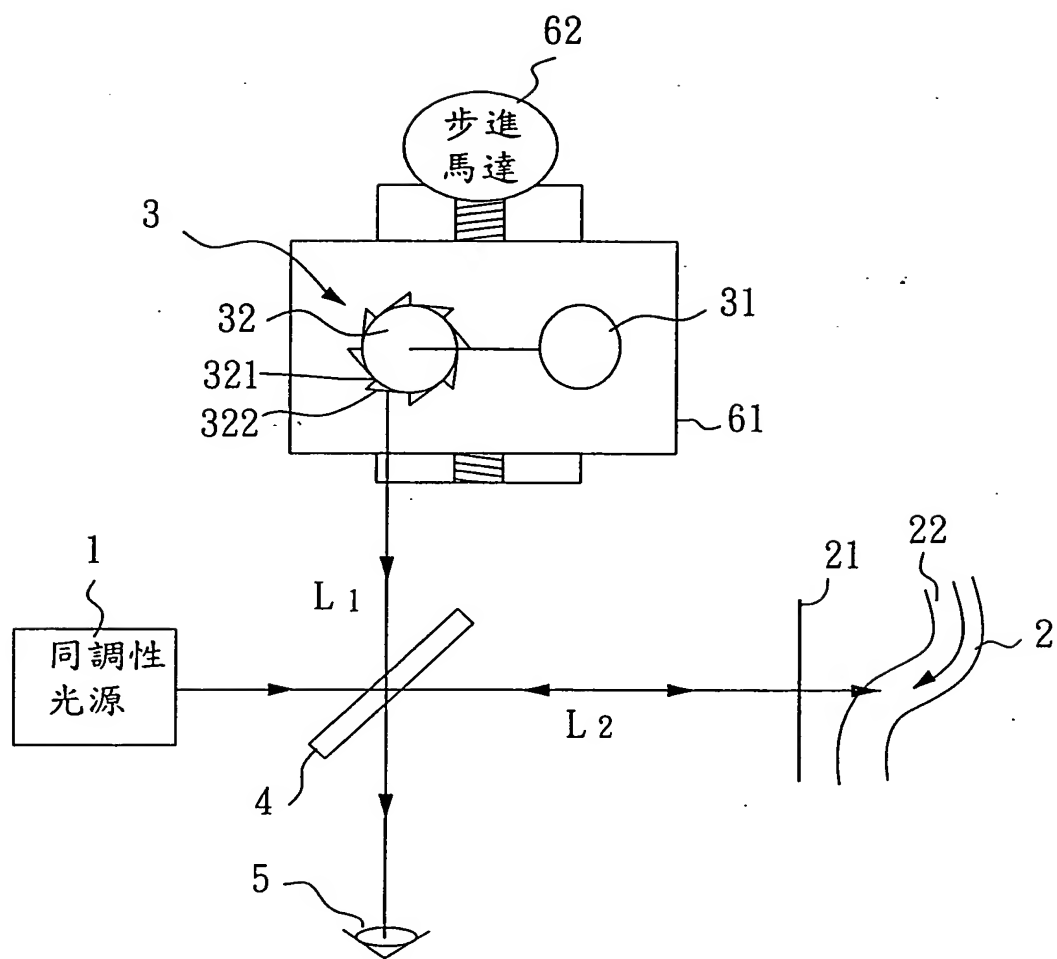


圖1

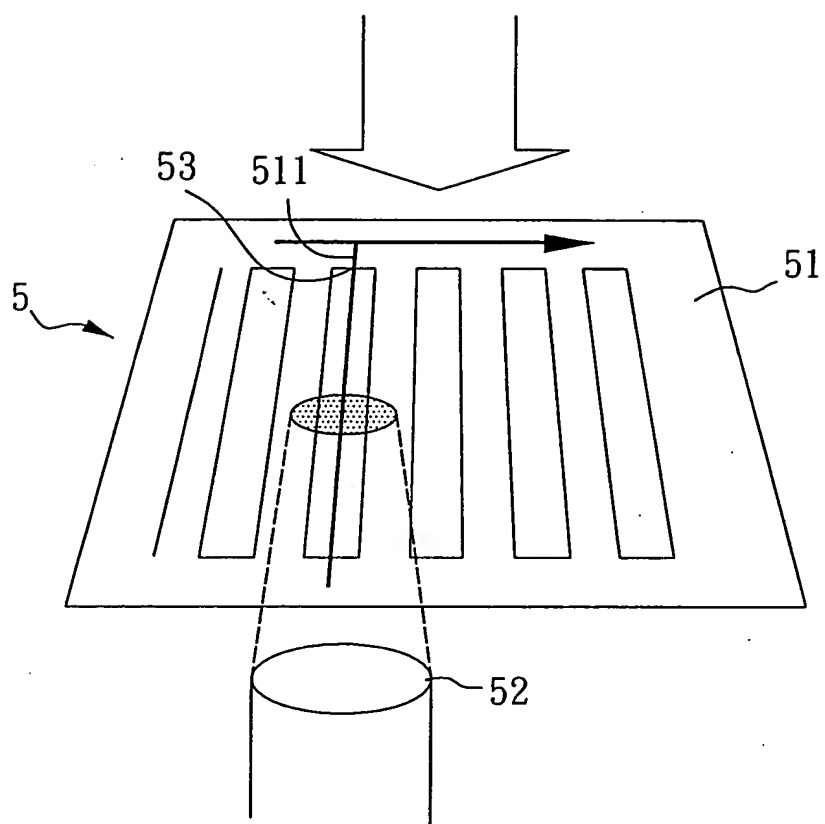


圖2